

Trabajo fin de grado
Grado en Óptica y Optometría
Universidad de Zaragoza

***Diseño de lentes oftálmicas para el
control de la evolución de la miopía
mediante trazado real de rayos***

Realizado por:
Hugo Jesús Piquer Sánchez
Bajo la supervisión de:
M^a Victoria Collados Collados y Juan Antonio Vallés Brau
Departamento de Física Aplicada. Universidad de Zaragoza

Índice

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. OBJETIVOS.....	2
3. REVISIÓN DE TÉCNICAS PARA EL CONTROL DE LA MIOPIA.....	2
3.1 Soluciones centradas en la acomodación.....	4
3.2 Soluciones centradas en miopizar la periferia.....	6
4. METODOS Y CRITERIOS.....	11
4.1. Modelo de ojo.....	11
4.2. Diseño y análisis de lentes oftálmicas esféricas para el control de la progresión de la miopía.....	11
4.3. Diseño y análisis de lentes oftálmicas asféricas para el control de la progresión de la miopía.....	12
4.4 Calculo del error esferocilindrico en campo periférico.....	13
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	14
5.1. Modelo de ojo.....	14
5.2. Diseño y análisis de lentes oftálmicas esféricas para el control de la progresión de la miopía.....	15
5.3. Diseño y análisis de lentes oftálmicas asféricas para el control de la progresión de la miopía.....	16
5.4. Calculo del error esferocilindrico en campo periférico.....	18
6. CONCLUSIONES.....	19
7. BIBLIOGRAFIA.....	20

1. INTRODUCCIÓN.

La miopía es una ametropía caracterizada por presentar una potencia refractiva excesiva de manera que, en ausencia de acomodación, los rayos paralelos provenientes del infinito, una vez que han atravesado el sistema óptico ocular, convergen en un punto por delante de la retina (foco imagen). Aquí se formaría la imagen clara o nítida, mientras que en la retina se formará una imagen borrosa también llamada círculo de difusión.¹

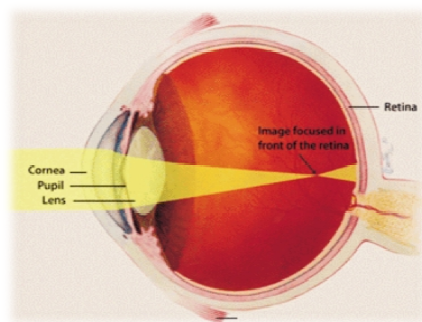


Figura I. Esquema de la posición del foco imagen en el ojo miope.

Existen diferentes patrones o desencadenantes para la aparición de la miopía en niños; desde la falta de calidad de la imagen que se produce en la retina, la cual genera cambios bioquímicos y estructurales en la esclerótica y coroides que conducen a la elongación axial,² pasando por problemas de acomodación, como en el caso de la miopía acomodativa, conduciéndoles a más falta de definición de la imagen retiniana y desenfoque retiniano.³ Otros estímulos miopiogénicos pueden ser, la lectura o las ocupaciones de un trabajo que precisa de un uso prolongado de la visión cercana, que pueden conducir a la miopía leve más tarde en la vida⁴ y la falta de actividad al aire libre⁵. También se ha planteado que el estar expuesto a luz durante la noche es un desencadenante de la miopía, aunque existen estudios que demuestran que no influye en el desarrollo de ésta.⁶ Por último, también existen factores familiares, étnicos o geográficos, que influyen considerablemente en niños que poseen predisposición familiar o étnica a la miopía, los cuales se vuelven ligeramente miopes en sus primeros años de vida.⁷

Si bien no existe un consenso aceptado en cuanto a valores de cada nivel de miopía, se pueden encontrar diferentes grados de miopía clasificándose de la siguiente manera: leve (< -3 D), moderada (de -3.0 D a -6.0 D), y alta miopía (> -6.0 D) y considerándose patológica a partir de -8 D⁸.

La miopía es seguramente el problema visual con mayor prevalencia en el mundo, calculándose que aproximadamente 1.600 millones de personas en todo el mundo la padecen, lo que representa más de la cuarta parte de la población mundial, siendo su incidencia en la población española de aproximadamente un 20 a un 30%, según el grupo de edad analizado.⁹

La prevalencia de la miopía no es uniforme en las distintas partes del mundo o para distintas razas aunque vivan en el mismo lugar geográfico, siendo significativamente mayor en las comunidades asiáticas, verificándose que sobrepasa el 80% en algunas poblaciones urbanas de Asia, mientras que en regiones rurales del mismo continente no supera el 5%.¹⁰

El grado de prevalencia de la miopía conlleva implicaciones socioeconómicas. Por ejemplo, en Estados Unidos, la miopía tiene un coste estimado de unos 250 mil millones de dólares, es decir, 185 mil millones de euros en el periodo de un año, siendo estos costes relacionados con el gasto medico y productos de optometria.⁷

Además, existen una serie de manifestaciones patológicas asociadas a la miopía elevada como lo son el glaucoma, el desprendimiento de retina, la distrofia coriorretiniana, la degeneración macular miópica, la catarata y las alteraciones en la papila óptica. Estas alteraciones son más frecuentes y más graves a medida que aumenta el grado de miopía y la longitud axial del ojo, ya que ambos parámetros están fuertemente correlacionados.¹¹

Teniendo en cuenta todos estos factores no es de extrañar que el control de la evolución de la miopía en niños (con el fin de frenar su progresión) despierte en la actualidad un enorme interés.

2. OBJETIVOS.

Los objetivos del presente trabajo son los siguientes:

1. Realizar una revisión bibliográfica sobre el control de la progresión de la miopía, tanto de las estrategias como de las soluciones propuestas actualmente.
2. Estudiar, mediante trazado real de rayos, la utilización de lentes negativas esféricas compensadoras con diferentes factores de forma para el control de la miopía mediante el desenfoque en la retina periférica.
3. Diseñar lentes monofocales negativas con superficies asféricas que corrijan la ametropía en la región central y sirvan para el control de la progresión de la miopía introduciendo un desenfoque miópico en la periferia.

3. REVISIÓN DE TÉCNICAS PARA EL CONTROL DE LA MIOPIA.

Los estudios realizados en animales han contribuido enormemente al conocimiento de la aparición y progresión de la miopía. Permiten hacer experimentos que son imposibles de realizar en los seres humanos, obteniendo así la información que nos ayuda a entender nuestro propio proceso de emetropización.

Son varias las técnicas que se han venido utilizando para inducir dicha ametropía en animales, como el confinamiento, que consiste en la colocación de los animales en espacios muy reducidos provocando que tengan que realizar una intensa y prolongada acomodación. Otra de las técnicas es el desenfoque, que se consigue imponiendo lentes oftálmicas delante del ojo de los animales para así producir un desenfoque de la imagen en la retina. Y por último encontramos la privación visual, en la que se coloca delante de los ojos de los animales unas lentes opacas u ocluidores de manera que no tengan visión alguna.¹²

A partir de los experimentos con animales, se puede llegar a la conclusión de que el desarrollo de refracción y el crecimiento axial quedan regulados por el *feedback* visual y a la vez ligados al estado refractivo del ojo, especialmente, con el desenfoque producido en fovea. Los estudios examinados muestran que la elongación axial ocular puede ser fácilmente influenciada por el entorno visual que nos rodea, y por consiguiente, ésta a su vez estará influenciada por la respuesta visual de nuestro sistema.^{13,14,15}

La experimentación con animales demuestra que el desarrollo de la refracción está mediado por mecanismos retinianos locales que funcionan de manera selectiva, es decir, que las señales visuales de la retina periférica pueden influir en la forma del globo ocular y en la longitud axial de éste, de una manera que es independiente de las señales de la retina central. De hecho, se puede comprobar que se puede alterar la longitud axial y, consecuentemente, el error refractivo, de forma localizada, mediante la privación visual en una zona localizada de la periferia alterando así la elongación axial ocular.^{16,17}

Por tanto, la visión periférica y la retina periférica tienen una gran influencia en el crecimiento ocular general, influyendo sustancialmente en el desarrollo de la refracción central. Estudios recientes muestran que los animales que fueron tratados mediante lentes negativas bifocales experimentaron una regresión de la miopía por efecto sobre el crecimiento axial del ojo frente a los que fueron tratados con lentes monofocales.^{18,19}

A la vista de las conclusiones obtenidas con los ensayos en animales, se pueden llegar definir dos mecanismos por los que la miopía progresa en la población humana y por consiguiente, la longitud axial del ojo.

Uno, es la acomodación, en la que la respuesta acomodativa anómala ha sido considerada como una de las principales causas que podrían explicar la tendencia miópica de las generaciones más jóvenes, las cuales están expuestas a desarrollar trabajos en visión próxima, lo que les provoca un estrés visual durante la etapa de la escolarización.²⁰ De hecho, existen investigaciones que confirman que, en el proceso de la acomodación, se produce una cierta compresión en la parte superior e inferior central del ojo, debido a la contracción del músculo ciliar, lo que se traduce en un alargamiento de la retina.²¹ Aunque hay algún estudio actual que muestra que el retraso acomodativo es una consecuencia de la miopía y no una causa de aparición de ella.²²

El otro mecanismo, es el desenfoque periférico, habiéndose demostrado en la experimentación animal que el desenfoque de la imagen en la retina periférica impuesto por diversos métodos de degradación de la imagen provoca cambios en la refracción foveal. En estudios llevados a cabo en humanos, se muestra que existe una diferencia en la refracción entre la zona central y la zona periférica de la retina.²³ Esto puede ser debido a que, aunque en el ojo emétrope la periferia demuestra una refracción miópica, en el ojo miope la refracción periférica demuestra una tendencia hipermetrópica. Tal vez contribuya a esto el hecho de que la superficie del polo posterior del ojo es menos oblata en el ojo miope que en el ojo emétrope.²⁴

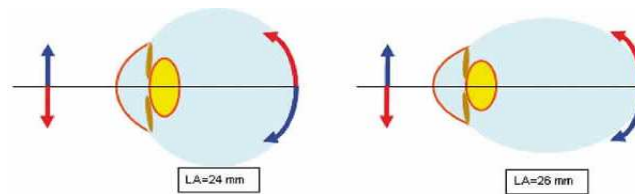


Figura II. Esquema de la superficie del polo posterior en ojo emétrope y miope respectivamente.

Una vez fijados los mecanismos, podemos distinguir las soluciones que se centran en el aspecto de la acomodación y las que se centran en miopizar la periferia como un remedio a la hora de controlar la progresión de la miopía, separándolos en dos apartados que se presentan a continuación.

3.1 Soluciones centradas en la acomodación.

Si escogemos la estrategia de controlar la acomodación, estaremos influyendo en la visión central de la retina. A la hora de llevar a cabo esta estrategia, encontramos distintas soluciones.

En primer lugar encontramos la **Terapia visual**, que consiste en seguir una serie de pautas mediante las cuales, el paciente consigue una mejora de su Agudeza Visual pero no una mejora en su refracción. La mejora de la Agudeza visual se consigue gracias al entrenamiento de los fenómenos de aprendizaje, a factores psicológicos y a una mayor capacidad para interpretar las imágenes borrosas producidas en retina. Las pautas de este tratamiento van todas dirigidas al control de la acomodación, en el caso de la lectura, no leer bajo estrés, no leer letras muy pequeñas o mal impresas, no leer con poca luz, en vehículos en movimiento o en posturas inadecuadas y llevar a cabo frecuentes descansos durante la lectura. La terapia también se puede llevar a cabo en el día a día, hay que evitar el exceso de trabajo con concentración visual excesiva, fijar los objetos de forma relajada, no hacer esfuerzo para ver, no mantener los ojos en una situación de estrés, ser consciente del entorno y por último, varias veces al día, fijar un objeto lejano o cerrar los ojos e imaginar un paisaje lejano.¹⁰

Posteriormente encontramos la **subcorrección** de la refracción del paciente que consiste en hipocorregir el defecto refractivo del paciente para así estimular menos la acomodación. El estudio mas reciente encontrado muestra que la hipocorrección no aporta ningún cambio significativo en el control de la miopía de los pacientes, aunque se prolongue en el tiempo, tal y como se muestra en la figura III. En ella se presenta la media de los cambios en la miopía en un grupo de corrección total (cuadrados negros) y otro grupo en el que se hizo hipocorrección (triángulos), durante un periodo de 18 meses en el que al final de este periodo, apenas ha variado 0.30 D de diferencia entre un grupo y otro.²⁵

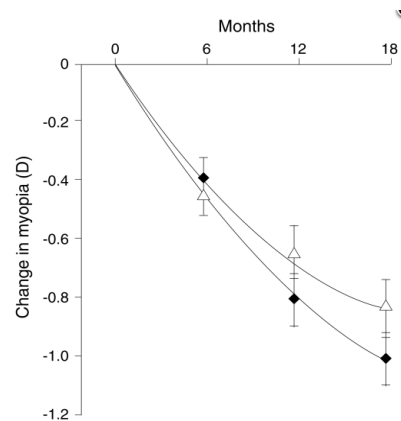


Figura III. Representación de la variación de la miopía a lo largo de los meses del estudio.

A continuación encontramos las **lentes progresivas y bifocales**, que están destinadas a reducir el desenfoque hipermetrópico en la retina a través del control de la acomodación, es decir, a reducir la borrosidad de la imagen retiniana. Aunque este tipo de solución también está destinado a influir en la retina periférica, lo que explicaremos en el apartado correspondiente. Los estudios vinculados a estos dos tipos de lentes, muestran un enlentecimiento moderado de la progresión de la miopía en niños, traduciéndose en una menor progresión de la miopía central. En el estudio de Cheng et. al., correspondiente a lentes bifocales, se muestra una progresión del equivalente esférico de -2.06 D para el grupo control (lentes monofocales) y de -1.25 D para el grupo de lentes bifocales. En lo que a longitud axial se refiere, esta aumento una media de 0.82 mm y 0.57 mm respectivamente, llegando a la conclusión de que las lentes bifocales son efectivas.²⁶ En el trabajo de Gwiazda et. al. se estudia el efecto de las lentes progresivas Varilux con una adición de + 2 D en los que se hace una comparación con lentes monofocales durante un periodo de 3 años y en los que existe una progresión de - 0.20 D en los que usan las lentes progresivas frente a los que usan lentes monofocales, tal y como muestra la figura IV.²⁷

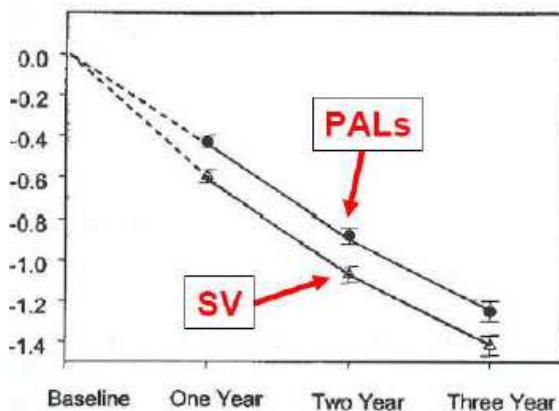


Figura IV. Comparación de la progresión de la miopía entre lentes monofocales (SV) y progresivas (PALs) durante el tratamiento.

Y por último, en cuanto a soluciones para el control de la miopía mediante el control de la acomodación encontramos distintos **fármacos**, como lo son, la Atropina, la Pirenzepina, el Ciclopentolato y la Tropicamida, aunque cabe destacar que todos ellos ejercen efectos secundarios posteriores al tratamiento.¹⁰ Al pensar que la acomodación

influye sustancialmente en la progresión de la miopía, se pensó que al usar agentes cicloplejicos, como los nombrados anteriormente, se podría llegar a retrasar la progresión de la miopía. En los estudios que han sido revisados, los fármacos más utilizados han sido la Atropina y la Pirenzepina. Respecto a la Atropina encontramos estudios, como el de Tong et. al., en el que a lo largo de 3 años y después de la finalización del tratamiento, los ojos tratados con atropina tuvieron un aumento de 0.23 mm respecto de los que habían sido tratados con placebo. Sin embargo, la progresión de la miopía absoluta al final de los 3 años del tratamiento fue significativamente menor en el grupo de atropina en comparación con el de placebo.²⁸

En relación a la pirenzepina, se han revisado estudios como el de Siatkowski et. al., en el que durante un año de tratamiento se produce un aumento de la miopía de 0.26 D en el grupo de la pirenzepina contra un 0.53 D en el grupo placebo aunque con un pequeño tanto por ciento de pacientes que no lo han hecho de manera continuada debido a los efectos secundarios adversos.²⁹ En otro estudio de Tan et. al., que tiene una duración de un año se produjo un aumento de la miopía de 0.47 D en el grupo de la pirenzepina respecto a un 0.84 D en el grupo de placebo, habiendo descartado a los sujetos a los que les produjo efectos secundarios adversos, concluyendo que era eficaz aunque relativamente seguro.³⁰

3.2 Soluciones centradas en miopizar la periferia.

Las soluciones que están basadas en miopizar la periferia, están apoyadas por la experimentación animal, la que ha demostrado que al influir en la retina periférica imponiendo un desenfoque hipermetrópico, se produce un cambio en la refracción foveal de la retina.

Estas soluciones son variadas, en primer lugar, encontramos las **lentes oftálmicas**, que tratan de conseguir, mediante distintas geometrías de lente, inducir un desenfoque miópico en la retina periférica al mismo tiempo que es corregido el defecto refractivo central. En el estudio de Sankaridurg et. al., los sujetos que son corregidos mediante gafa monofocal muestran realmente cambios significativos variando éstos según el tipo de diseño de lente que use para el control de la evolución de la miopía, pudiendo observar en la figura V, que la menor progresión de la miopía se da con la lente de tipo III.

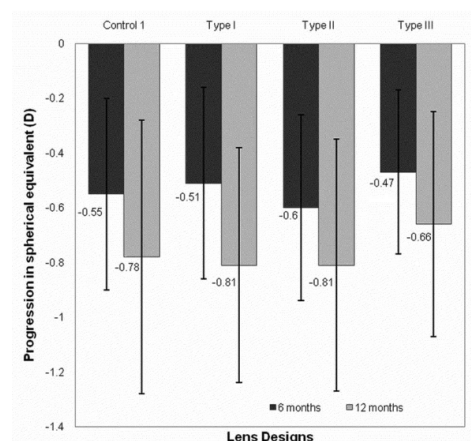


Figura V. Diferencia entre los valores de refracción de equivalente esférico a los 6 y a los 12 meses con cada tipo de lente usada.

También podemos ver en la figura VI, el equivalente esférico medio (M) central y periférico comparándolo entre los sujetos con distintos tipos de lentes al inicio del estudio (líneas negras) y a los 12 meses (líneas grises). Al inicio del estudio, los valores de M para ángulos periféricos eran menos miopes (hipermetropía relativa) en comparación con M central y la hipermetropía relativa aumentó al aumentar la excentricidad. Una vez usadas las lentes correctoras, los perfiles de refracción periférica fueron similares para todos los grupos de gafas. Se encontró un desenfoque hipermetrope para todos los ángulos periféricos excepto para 20° en el campo nasal donde no había diferencias entre los perfiles para los ojos con lentes de tipo I y de control. Para el lado temporal, la magnitud de desenfoque hipermetrope para las lentes tipo II fue menor comparándolo con el grupo de lente control, en especial a los 30° y 40° del campo. En nasal, la lente de tipo II mostró un desenfoque menos hipermetrope en comparación con los otros tipos de lentes en todos los ángulos.³¹

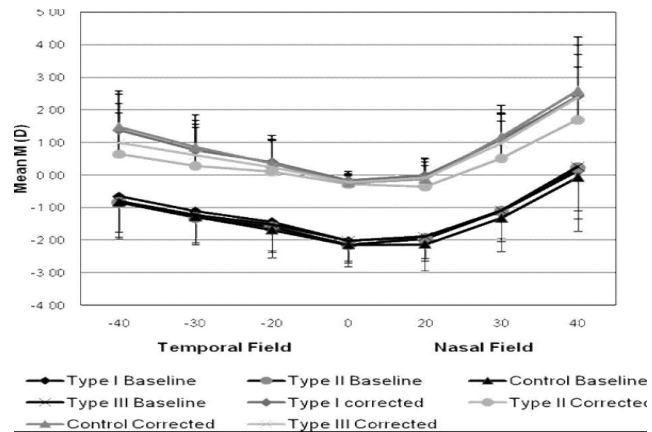


Figura VI. Equivalente esférico (M) central y periférico de los defectos de refracción con (líneas grises) y sin corrección (líneas negras) para todos los tipos de lente.

Para este tipo de solución se puede encontrar ya numerosas patentes³² de lentes que añaden una adición periférica, en las que la lente es más positiva en la periferia, que es la que va a intervenir en la formación de imagen de objetos fuera de eje.

También podemos encontrar productos correspondientes a esta solución que ya se comercializan, como por ejemplo las lentes Myovision de Zeiss que lo que hacen es, formar la imagen central en retina central y la imagen periférica, mediante una adición periférica por delante de retina, tal y como podemos ver en la figura VII.

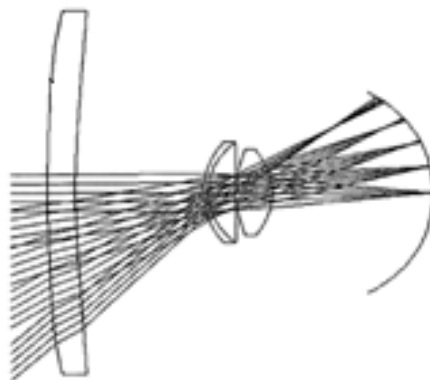


Figura VII. Esquema de actuación de la adición periférica sobre la retina periférica.

Otra de las soluciones que abraza esta estrategia son las **lentes de contacto blandas y Rígid Gas Permeables (RGP) esféricas**, en las cuales, su principio de funcionamiento es el mismo que el que usan las lentes oftálmicas monofocales. Tratan de reducir el grado de curvatura de campo hipermetrope presente en ojos miopes, así como también la cantidad relativa de borrosidad de la imagen en retina periférica, por lo que los mecanismos de crecimiento axial, que dependen de la calidad de imagen en retina, se ven afectados por este tipo de lentillas.

Destaca un estudio de todos los revisados en el que tanto lentes blandas esféricas como lentes RGP, son capaces de reducir dicho grado de curvatura de campo hipermetrope, siendo mayores los efectos de las lentes de contacto RGP. En la figura IX, se muestran

para 9 ojos con distinta ametropía (M), la variación del error periférico para el ojo desnudo, siendo el eje de las X, la excentricidad de la retina y el eje de las Y, las dioptrías que hay que restar a M . Para cada ojo se presenta distintas líneas, una con la refracción del ojo al desnudo (círculos), otra con la refracción del ojo corregido mediante lentes blandas esféricas

(triángulos), y otra con la refracción del ojo corregido mediante lentes RGP (cuadrados), siendo las lentes de contacto RGP las que más desenfoque miópico imponen en comparación con las blandas esféricas. Esto, sugiere que los mecanismo encargados del crecimiento axial del ojo que dependen de la calidad de imagen en la retina estarán más afectados por las RGP que por las lentes de contacto blandas esféricas.³⁵

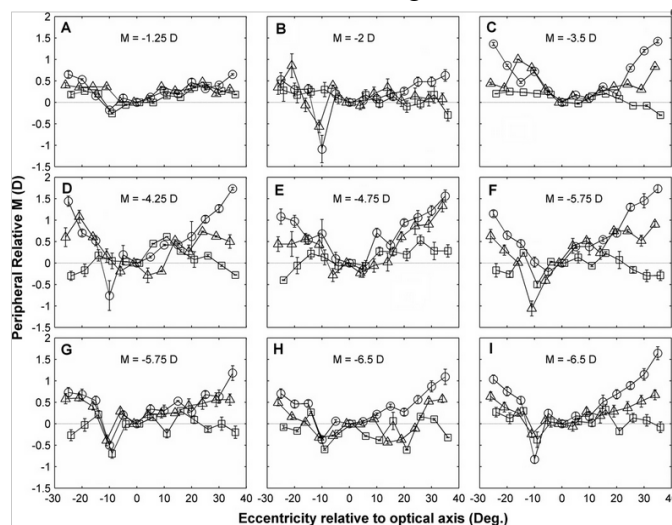


Figura IX. Graficas de la variacion del error periférico medio en ojos distintos (A-I) con y sin correccion de lentes de contacto.

Al igual que en las lentes oftálmicas, hoy en día se encuentran patentes de lentes de contacto³⁶ con el mismo funcionamiento que las que existen para lente oftálmica y a su vez, ya en el mercado, soluciones como las lentes Misight de Coopervision, que se comercializan en Asia, las cuales poseen una banda de adición periférica de + 2.00 D proporcionando dos zonas de tratamiento, Z1 y Z2, siendo Z1 la

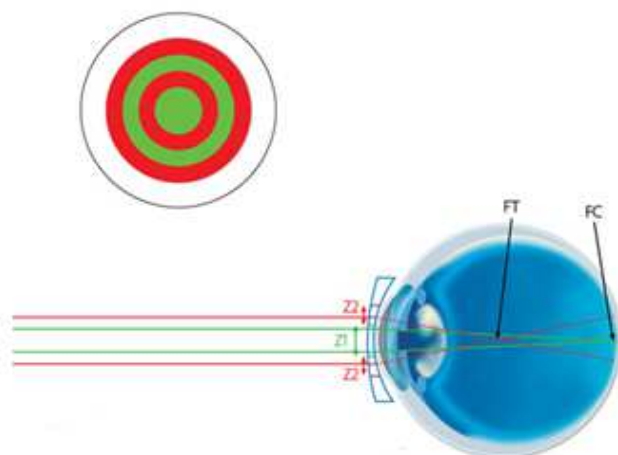


Figura X. Esquema de diseño y zonas de tratamiento de las lentes Misight.

zona que corrige la refracción central y Z2 la zona que crea un desenfoque miópico en la retina, tal y como se observa en la figura X. A su vez, estas dos zonas de tratamiento inducen dos focos, uno que es el que corrige en visión central (FC) y otro que es el que induce el desenfoque periférico en la retina del ojo (FT). También existe un estudio de Anstice NS et. al. en el que se estudió el efecto de las lentes de contacto de dos focos comparándolas con las esféricas de un solo foco, en el que los resultados encontrados, mostraron que las lentes de doble foco redujeron en un 70 % de los niños, un 30% la progresión de la miopía.³⁷ Igualmente se ha encontrado un estudio que se encuentra actualmente en proceso y que finaliza en 2017 llevado a cabo por Cesar Villa Collar, en el que se tratará de determinar la efectividad de estas lentes de contacto.³⁸

También encontramos las **lentes progresivas**, que además de influir en la acomodación, también se pueden destinar a influir en la retina periférica, quedando demostrada una de las conclusiones sacadas a partir de los estudios con animales, que la visión periférica y la retina periférica tienen una gran influencia en el crecimiento ocular general y por consiguiente, influyendo sustancialmente en el desarrollo de la refracción central.

En el estudio de Berntsen D. et. al., en el que se comparan las lentes progresivas y las lentes monofocales, se muestra unos valores de progresión de la miopía en equivalente esférico de -0.65 D para las lentes progresivas y de -0.38 D para las lentes monofocales.³³

De la misma manera, actuaran las **lentes de contacto blandas progresivas**, tal y como podemos ver en otro estudio de Berntsen y Kramer et. al., en el que se comparan las lentes de contacto esféricas y multifocales, usando, para las lentes de contacto esféricas, la Biofinity y para las lentes de contacto multifocales, la Biofinity Multifocal con diseño dominante. Los resultados que se obtuvieron fueron que las lentes de contacto multifocales eran capaces de crear más desenfoque hipermetrópico que las lentes de contacto esféricas.³⁴

El diseño Dominante / No dominante en las lentes de contacto multifocales consiste tal y como se muestra en la figura VIII, en que en el ojo Dominante (Ojo con mayor agudeza visual de entre los dos) tiene una zona central esférica para la visión de lejos y la zona periférica es para la visión de cerca, mientras que para el ojo No Dominante tenemos en la zona central la visión de cerca y en la periferia la visión de lejos.

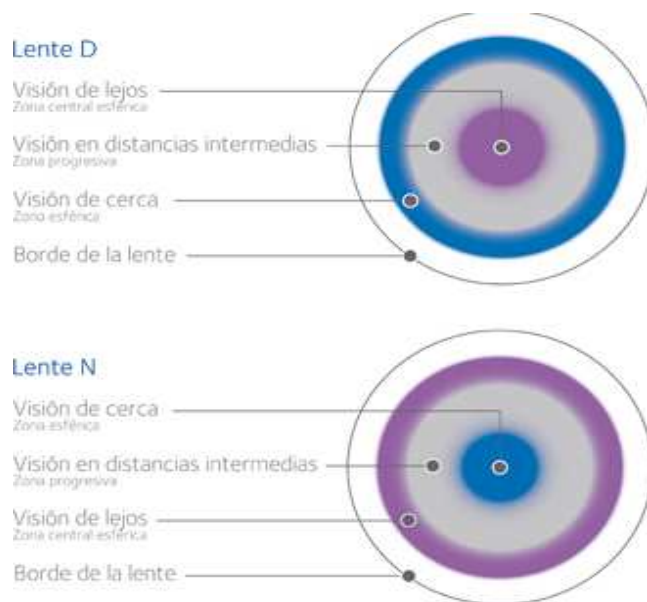


Figura VIII. Esquema de la distribución de zonas de visión en lentes de contacto multifocales con diseño Dominante / No dominante.

Como última solución para esta estrategia, encontramos **la ortoqueratología**, que consiste en la modificación de la potencia del ojo por la deformación de la córnea ejercida por una lente de contacto y que se utiliza principalmente para corregir la miopía.³⁹ Según el estudio revisado de Kang et. al., este método provoca cambios topográficos en la cornea produciendo también un cambio en la refracción periférica, pudiendo producir un desenfoque miópico. Los efectos más significativos se producen tras la primera noche de uso, posteriormente, a medida que pasan los días de uso, los resultados no son tan significativos.⁴⁰

Respecto a la estrategias adoptadas en humanos revisadas en este trabajo, se ha realizado un resumen que se puede apreciar en la tabla I:

Visión sobre la que actúa	Estrategias	Soluciones	Conclusiones
Visión Central	Controlar la acomodación	Terapia Visual	Existe una mejora de la AV pero no un cambio en la refracción del paciente.
		Subcorregir	No aportan datos significativos a la hora del control de la miopía.
		Lentes Progresivas y bifocales	Muestran resultados favorables aunque no significativos puesto que no se superan las 0.25 D.
		Fármacos	Tienen resultados significativos, pero poseen efectos secundarios.
		Lentes Oftálmicas	Muestran datos positivos dependiendo de la geometría de lente usada.
Visión Periférica	Miopizar la periferia	Lentes de Contacto Blandas Esféricas y RGP	Ambas aportan datos positivos siendo más favorables en las RGP.
		Lentes Progresivas	Causaron un desenfoque miópico en periférico que se asoció con una menor progresión de la miopía central.
		LC Blandas Progresivas	Son más efectivas que las lentes de contacto blandas esféricas.
		Ortoqueratología	Aportan resultados positivos, resultados que a partir de las primeras noches de uso comienzan a ser menos importantes.

Tabla I. Tabla resumen de las estrategias.

4. METODOS Y CRITERIOS.

Todas las simulaciones han sido realizadas con el programa “Optics Software for Layout and Optimization” (OSLO) de Lambda Research Corporation. Este programa realiza el cálculo de sistemas mediante trazado real de rayos y ofrece numerosas herramientas para su análisis.

4.1. Modelo de ojo.

Con el fin de poder evaluar la calidad de la imagen obtenida en la retina, además de las lentes objeto de análisis se incluye también en las simulaciones un modelo de ojo. Elegimos el modelo de ojo emétrope de Navarro.⁴¹ La principal razón por la que se escoge este modelo es su buen comportamiento fuera de eje, reproduciendo las principales características del comportamiento del ojo humano en visión periférica con una mínima complejidad. Este modelo considera la retina como una superficie esférica y el cristalino como un medio homogéneo. En la tabla II se muestran los parámetros geométricos del modelo de ojo utilizado para una longitud de onda de 543.5 nm.

	Radio (mm)	Espesor (mm)	I. Refracción	Constante Conicidad
Córnea Anterior	7.72	0.55	1.3777	-0.26
Córnea posterior	6.50	3.05	1.3391	0.00
C. Ant. Cristalino	10.20	4.00	1.4222	-3.1316
C. Post. Cristalino	-6.00	16.3203	1.3377	-1.0
Retina	-12.00			

Tabla II. Modelo teórico de ojo de Navarro para longitud de onda 543.5 nm.

En el estudio nos limitamos a una sola longitud de onda, obviando los efectos de la dispersión cromática de los diferentes medios. Partiendo del ojo modelo emétrope, procedemos a crear un ojo con una ametropía axial de -3 D. Para ello, hallaremos con OSLO la posición de la retina necesaria para formar imagen de un objeto 33 cm por delante del vértice corneal. Como criterio de mejor imagen, utilizaremos el de menor tamaño del diagrama de impactos en la retina.

4.2. Diseño y análisis de lentes oftálmicas esféricas para el control de la progresión de la miopía.

Una vez diseñado el ojo, procedemos a diseñar varias lentes con superficies esféricas, usando como índice de refracción 1.49, un espesor central de 2 mm y un diámetro de 30 mm para todas ellas. Todas las lentes diseñadas tienen la potencia necesaria para

corregir al ojo miope de -3 D, diferenciándose únicamente en el factor de forma, FF, que se define como:

$$FF = \frac{r_2 + r_1}{r_2 - r_1}$$

siendo r_1 y r_2 los radios de curvatura anterior y posterior de la lente.

El rango de valores del factor de forma va desde - 1 hasta - 4, valores habituales en los meniscos utilizados para la corrección de ametropías en gafa. Ampliamos este rango a FF positivos, desde 0 hasta + 4, con el fin de explorar el comportamiento de estos formatos, aún siendo conscientes de su nula utilización en la práctica oftálmica. En la figura IX se muestran todos los formatos resultantes:

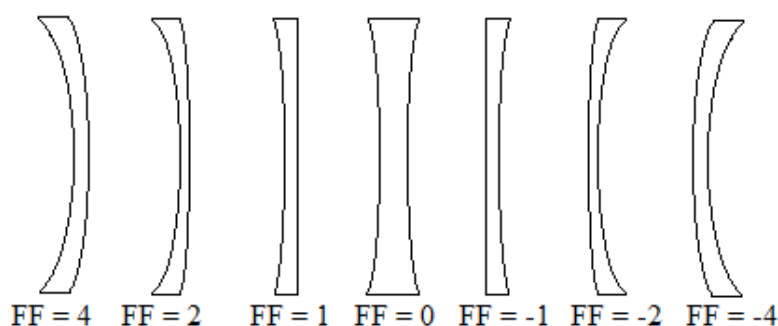


Figura IX. Esquema de los meniscos diseñados según el factor de forma.

El diseño de las lentes se realiza también con el criterio de conseguir el menor tamaño del diagrama de impactos en eje en la retina.

Para cada factor de forma, y para objetos a 10°, 20°, 30° y 40° fuera de eje, intentamos determinar la posición del menor tamaño del diagrama de impactos. En el caso de existir un astigmatismo apreciable, localizaremos la posición de ambas focales.

4.3. Diseño y análisis de lentes oftálmicas asféricas para el control de la progresión de la miopía.

Partiendo de los diseños de lentes esféricas con los distintos factores de forma, variamos la constante de conicidad de las superficies con el fin de obtener el menor tamaño de diagrama de impactos por delante de retina. La asferización de una de las superficies puede generar un aumento del astigmatismo que intentaremos compensar con la conicidad de la otra superficie. De esta forma, se puede establecer el procedimiento de diseño que se puede dividir en dos pasos:

a) Paso 1: Asferización de la superficie de mayor potencia.

Variamos la conicidad de la superficie de mayor potencia en módulo en cada uno de los factores de forma para que el círculo de mínima confusión (CMC) se encuentre en la retina para incidencia a 10° y delante de ella para ángulos de incidencia mayores.

b) Paso 2: Asferización de la superficie de menor potencia.

En el caso de que el astigmatismo haya aumentado en el paso 1, variamos la constante de conicidad de la superficie de menor potencia en módulo con el fin de reducirlo. Si la posición de las focales se va acercando a retina, mantendremos en cualquier caso, el CMC por delante de ésta para todas las incidencias.

Una vez introducidas todas las constantes de conicidad, comprobaremos si hemos variado el comportamiento de la lente para el objeto en eje, lo que no sería deseable, puesto que no queremos perjudicar la visión central en beneficio de la periferia. Para ello comprobaremos si el diagrama de impactos para objeto en eje mantiene el mismo tamaño y posición, o si aunque haya aumentado, se mantiene dentro del límite por difracción.

4.4 Calculo del error esferocilindrico en campo periférico.

A partir de las posiciones respecto de retina de los menores diagramas de impactos, estimaremos el error esferocilíndrico del sistema lente compensadora + ojo para cada una de las oblicuidades estudiadas.

Para cada inclinación del objeto, mediante la ecuación de Gauss paraxial, calcularemos la posición del punto remoto, a , conocidas la posición del menor tamaño del diagrama de impactos obtenido para objeto en el infinito, f' y la posición de la mancha de desenfoque en la retina a' .

$$\frac{1}{a} = \frac{n_{vitreo}}{a'} - \frac{n_{vitreo}}{f'}$$

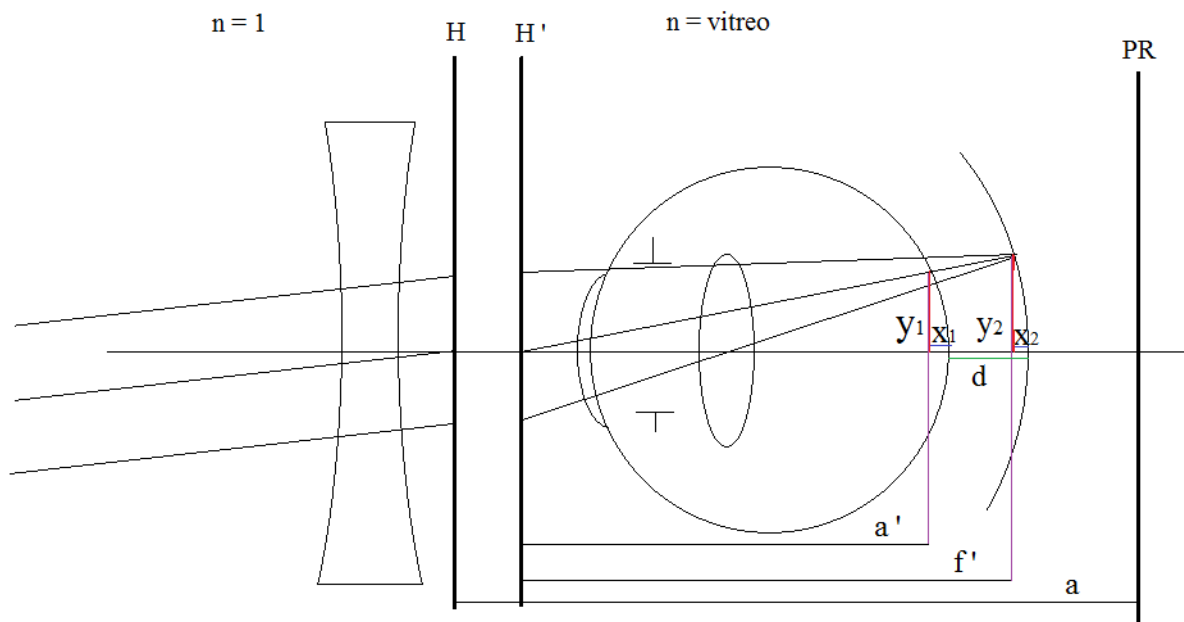


Figura X. Esquema del sistema lente compensadora + ojo.

En la figura X se representa un esquema del sistema lente compensadora + ojo en el que se incluyen los planos principales del sistema, y las distancias utilizadas en el cálculo del error esferocilíndrico.

Debido a la curvatura de la retina, y tal como se aprecia en la figura II, para obtener los valores de a' y f' deben tenerse en cuenta las sagitas, x_2 y x_1 , correspondientes, respectivamente, a la posición del menor tamaño del diagrama de impactos obtenido para objeto en el infinito y a la posición de la mancha de desenfoque en la retina. Los valores de x_2 y x_1 se obtienen a partir del radio de curvatura de la retina y de las alturas respecto del eje del menor tamaño de diagrama de impactos, y_2 , y de la mancha de desenfoque en retina, y_1 .

$$x = r - \sqrt{r^2 - y^2}$$

En la figura X, d es la distancia a la que se encuentra el menor diagrama de impactos en OSLO respecto a la posición de la retina. Una vez obtenida la posición del punto remoto, su inverso será el error esférico.

En el caso de poder identificar la posición de los focos sagital y tangencial, la determinación de los dos puntos remotos correspondientes nos permitirá calcular el error esferocilíndrico.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

5.1. Modelo de ojo.

En la tabla III podemos observar los datos introducidos en el programa Oslo para crear el ojo miope de -3 D, para el cual hemos modificado longitud de la cámara vítrea.

	Radio (mm)	Espesor (mm)	I. Refracción	Constante Conicidad
Cornea Anterior	7.72	0.55	1.3777	-0.26
Cornea posterior	6.50	3.05	1.3391	0.00
C. Ant. Cristalino	10.20	4.00	1.4222	-3.1316
C. Post. Cristalino	-6.00	17.2793	1.3377	-1.0
Retina	-12.00			

Tabla III. Ojo miope de -3D obtenido a partir del modelo de ojo de Navarro.

5.2. Diseño y análisis de lentes oftálmicas esféricas para el control de la progresión de la miopía.

En la tabla IV se muestran los radios de curvatura obtenidos en el diseño de lentes esféricas para cada factor de forma:

FF	R ₁ (mm)	R ₂ (mm)
4	-61.38	-102.31
2	-105.15	-318.64
1	-157.57	0
0	-316.15	+316.15
-1	0	+158.37
-2	+316.15	+105.38
-4	+103.73	+62.49

Tabla IV. Radios de curvatura obtenidos para cada factor de forma.

En la Tabla V se recogen los valores de la posición del menor tamaño de diagrama de impactos respecto a la posición de la retina para cada una de las inclinaciones del objeto y para cada factor de forma. En este caso, aunque cabe esperar la presencia de astigmatismo debido a la incidencia oblicua de los rayos, la elevada contribución del coma no permite distinguir las posiciones de las focales tangencial y sagital.

Localización del menor tamaño de Diagrama de impactos con respecto a Retina (mm)				
FF	10°	20°	30°	40°
4	0.09	0.31	0.86	2.1
2	0.06	0.25	0.67	1.77
1	0.05	0.22	0.61	1.68
0	0.04	0.19	0.54	1.59
-1	0.04	0.18	0.50	1.57
-2	0.03	0.17	0.46	1.43
-4	0.02	0.14	0.40	1.17

Tabla V. Posición del menor tamaño de diagrama de impactos con respecto a retina en mm.

Como se puede observar en la tabla IV, conforme aumentamos la incidencia de los rayos en cada factor de forma, el menor diagrama de impactos se aleja de retina permaneciendo siempre por detrás de ésta.

A medida que disminuimos el factor de forma, disminuye también la distancia a la que encontramos el menor diagrama de impactos respecto de la retina. Esto nos llevó a considerar factores de forma más negativos que los mostrados en este trabajo (FF= -6, -8, y -10). Pudimos comprobar que a partir del factor de forma FF=-8, la distancia a la que encontramos el menor diagrama de impactos con respecto de retina volvía a aumentar. Además, las superficies necesarias tenían excesiva curvatura por lo que resultarían imposibles de fabricar en el diámetro elegido.

5.3. Diseño y análisis de lentes oftálmicas asféricas para el control de la progresión de la miopía.

En la tabla VI se muestran los resultados de posición de los focos sagital y tangencial respecto de retina y la constante de conicidad obtenida en el caso de asferización de la cara de mayor potencia en módulo. Para los factores de forma con valor positivo se ha modificado la conicidad de la superficie 1 y para los de valor negativo la conicidad de la superficie 2. Para el factor de forma FF=0 se han modificado las conicidades de ambas caras simultáneamente debido a que para conseguir el paso 1 del proceso de asferización, ha habido que modificar ambas caras.

FF	C. Conicidad	10°		20°		30°		40°	
		F _S	F _T	F _S	F _T	F _S	F _T	F _S	F _T
4	- 44	-0.1	-0.3	-0.2	-1.3	-0.2	-2.6	-0.3	-5.5
2	- 217	-0.1	-0.4	-0.1	-1.1	-0.1	-1.6	+0.5	-2.2
1	- 830	-0.1	-0.3	-0.1	-0.8	-0.1	-1.2	+0.7	-1.2
0	- 2.7*10 ³ //- 6.0*10 ³	-0.1	-0.3	-0.1	-0.7	+0.1	-1	+0.6	-1.2
-1	- 990	-0.1	-0.3	-0.1	-0.8	+0.1	-1.1	+0.6	-1.2
-2	- 240	-0.1	-0.3	-0.1	-1.1	+0.1	-1.5	+0.3	-2.2
-4	- 47	-0.1	-0.3	-0.2	-1.2	-0.1	-2.3	-0.1	-3.3

Tabla VI. Posición de los focos tangencial y sagital respecto de retina (en mm) para excentricidades y factores de forma.

El esperado aumento del astigmatismo al asferizar las superficies permite la localización de ambos focos en el diagrama de impactos, dejando de estar enmascaradas por el coma, como sucedía en los formatos esféricos..

Los valores que hemos obtenido de constantes de conicidad corresponden a superficies hiperbólicas, ya que son valores menores que -1.

Como podemos ver en la tabla VI, las constantes de conicidad aumentan en valor negativo conforme disminuimos el valor del factor de forma en módulo.

A la vista de los resultados, para la incidencia a 10° tanto el foco tangencial como el sagital se mantienen en la misma posición para cada factor de forma.

En las incidencias de 20° y 30° , el foco sagital se mantiene aproximadamente en la misma posición para todos los factores de forma, y la posición del foco tangencial aumenta en valor negativo cuando aumenta el módulo del factor de forma.

Por último, para la incidencia de 40° , la posición del foco tangencial aumenta en valores negativos con el módulo del factor de forma mientras que la posición del foco sagital varía entre -0.3 y $+0.7$ mm.

También podemos observar en la tabla VI que cuanto mayor es el factor de forma de la superficie que estamos asferizando mayor es la influencia del astigmatismo por incidencia oblicua aún con menor constante de conicidad.

Aunque haya aumentado el astigmatismo al asferizar una de las superficies, el CMC se encuentra por delante de retina en todos los casos.

En la Tabla VII se muestran las posiciones de los focos sagital y tangencial respecto de retina y la constante de conicidad obtenida en el caso de asferización de la cara de menor potencia en módulo.

En el caso de los factores de forma $FF=-1$ y $FF=1$ no hemos realizado la asferización de la segunda superficie por tratarse de una superficie plana. Tampoco se muestran en la tabla VI resultados para $FF=0$ dado que ya se han asferizado ambas superficies para obtener los resultados de la tabla V.

FF	C. Conicidad	10°		20°		30°		40°	
		F _S	F _T	F _S	F _T	F _S	F _T	F _S	F _T
4	-70	+0.15	-0.19	+0.1	-0.5	+0.3	-0.9	+0.8	-1.5
2	-220	0.00	-0.25	-0.1	-0.9	+0.1	-1.4	+0.6	-1.7
-2	-220	+0.05	-0.25	-0.1	-0.9	+0.1	-1.3	+0.5	-1.7
-4	-20	+0.04	-0.26	-0.1	-1.00	-0.1	-1.8	+0.2	-2.1

Tabla VII. Posición de los focos tangencial y sagital respecto de retina (mm) para excentricidades y factores de forma considerados.

Como podemos ver en la tabla VII las posiciones del foco tangencial son todas negativas por lo que éste se encuentra por delante de la retina, mientras que las posiciones del foco sagital van desde -0.1 hasta $+0.8$ mm.

En general, la asferización de la superficie de menor potencia en módulo ha contribuido a disminuir el astigmatismo del sistema, siendo esta reducción más apreciable para incidencias a ángulos mayores.

Al finalizar las asferizaciones de las superficies de las lentes se ha comprobado que al introducir las constantes de conicidad no ha variado el comportamiento de las lentes en eje.

5.4. Calculo del error esferocilindrico en campo periférico.

En la Tabla VIII se recogen los valores de error esférico obtenidos para las lentes esféricas a partir de las posiciones del menor tamaño de diagrama de impactos respecto a retina de la tabla V.

FF	Error esférico (D)			
	10°	20°	30°	40°
4	0.14	0.47	1.25	2.67
2	0.09	0.38	0.99	2.28
1	0.08	0.34	0.90	2.17
0	0.04	0.29	0.80	2.02
-1	0.06	0.28	0.74	2.11
-2	0.05	0.26	0.68	1.95
-4	0.03	0.22	0.60	1.63

Tabla VIII. Error esférico para cada factor de forma e incidencia de los rayos provenientes del objeto para lentes esféricas.

Los valores de error esférico de la tabla VII son positivos alcanzando valores de hasta 2.7D para incidencias de 40°, mientras que, a 10°, los valores no son significativos.

Los formatos con factor de forma positivo presentan mayor error esférico que los de factor de forma negativo, que como hemos comentado, son los que se utilizan de forma habitual para las compensaciones en gafa.

Los valores de error esférico mostrados en la Tabla VII son positivos en todos los casos, lo que indica que no pueden utilizarse para el control de la progresión de la miopía.

En la Tabla VIII se recogen los valores de error esferocilíndrico obtenidos para las lentes esféricas a partir de las posiciones de los focos sagital y tangencial respecto a retina de la Tabla V (FF=-1, 0, 1) y de la Tabla VI (FF= $\pm 2, \pm 4$). La orientación del cilindro es 180 en todos los casos.

FF	Error esferocilíndrico (D)							
	10°		20°		30°		40°	
	Esf.	Cil.	Esf.	Cil.	Esf.	Cil.	Esf.	Cil.
4	+0.23	-0.53	+0.18	-0.99	+0.45	-1.92	+1.08	-3.55
2	+0.24	-0.64	-0.15	-1.35	+0.15	-2.53	+0.89	-3.66
1	-0.15	-0.39	-0.15	-1.17	-0.15	-1.86	+0.99	-2.87
0	-0.15	-0.33	-0.15	-1.0	+0.15	-1.80	+0.81	-2.69
-1	-0.15	-0.33	-0.15	-1.35	+0.15	-2.34	+0.81	-1.06
-2	+0.07	-0.33	-0.15	-1.35	+0.15	-2.34	+0.81	-3.58
-4	+0.06	-0.47	-0.15	-1.53	-0.15	-3.00	+0.43	-3.94

Tabla VIII. Error esferocilíndrico para cada factor de forma e incidencia de los rayos provenientes del objeto para lentes esféricas.

En la tabla VIII podemos ver que para la incidencia de 10° y 20° , los errores esféricos son despreciables puesto que no se llega a las 0.25 D, y sí que son considerables los cilindros ya que se alcanzan valores de -1.5 D, en la inclinación de 20° con el factor de forma $FF=-4$.

Para incidencia a 30° , ocurre lo mismo con la componente esférica salvo para el factor de forma $FF=4$ que presenta aproximadamente 0.5D. Para los valores de error cilíndrico se alcanza un valor máximo de -3.00 D.

Para incidencia de 40° , el error esférico varía desde 0.43D para $FF=-4$ hasta +1D para $FF=4$. Respecto a los valores de error cilíndrico, se obtienen valores elevados alcanzando casi -4D para $FF=-4$.

A la vista de los valores obtenidos para lentes asféricas, podemos afirmar que, a pesar del astigmatismo introducido por la asferización de las superficies, estos formatos resultan adecuados para el control de la progresión de la miopía al proporcionar la mejor imagen de objetos fuera de eje por delante de retina periférica.

6. CONCLUSIONES.

Con todo lo revisado con respecto a las técnicas que existen actualmente con el fin de controlar la progresión de la miopía las cuales, podemos dividir las en dos grupos principales de actuación. Uno, está destinado al control de la acomodación y otro, a miopizar la periferia.

Respecto al primer grupo, se encuentran soluciones que mejoran la Agudeza Visual o incluso no aportan datos significativos, como lo son la Terapia Visual y la Subcorrección, respectivamente. Por otro lado, están los fármacos, que aportan datos significativos pero causan efectos secundarios y por último, encontramos las lentes progresivas y bifocales que muestran datos óptimos pero no significativos.

En el segundo grupo, encontramos las lentes oftálmicas, que muestran buenos resultados según el tipo de geometría usada. También se recoge en este grupo todo tipo de lentes de contacto, desde las lentes de contacto RGP, pasando por las lentes de contacto blandas, hasta la ortoqueratología aportando datos óptimos todas ellas.

Lo revisado con anterioridad respecto a las lentes esféricas para gafa, nos ha llevado a diseñar lentes esféricas con diferentes factores de forma para compensar un ojo miope de -3D y se ha analizado su posible utilización para el control de la progresión de la miopía calculando el error esférico que presentan para objetos fuera de eje con incidencias de hasta 40° . El desenfoque hipermetrópico obtenido en todos los casos las descarta como posible solución.

Se han diseñado lentes asféricas con superficies hiperbólicas para las que el círculo de mínima confusión se localiza por delante de la retina para incidencias objeto de hasta

40°. Este desenfoque miópico nos lleva a considerar estas lentes como una posible solución para el control de la evolución de la miopía, si bien presentan un astigmatismo apreciable a partir de 20°.

Estos resultados confirman el interés en desarrollar diferentes geometrías de lentes oftálmicas que produzcan un desenfoque miópico en la periferia, compatible con una buena calidad de imagen.

7. BIBLIOGRAFIA.

1. Martín R, Vecilla G, *Manual de Optometría* Editorial Panamericana. Capítulo 7 Pág.107. 2011 ISBN 978-84-9835-272-6
2. Diether S, Gekeler F, Schaeffel F. *Changes in contrast sensitivity induced by defocus and their possible relations to emmetropization in the chicken.* Invest Ophthalmol Vis Sci 2001;42:3072-9.
3. Kenneth J. Ciuffreda and Balamurali Vasudevan *"Nearwork-induced transient myopia (NITM) and permanent myopia – is there a link?"* Ophthalmic and Physiological Optics Volume 28, Issue 2, pages 103–114, March 2008
4. Sterner, B. *OCULAR ACCOMMODATION Studies of amplitude, insufficiency, and facility training in young school children.* Department of Ophthalmology Institute of Clinical Neuroscience Göteborg University 2004 ISBN 91-628-5989-7
5. Rose K, Morgan I, Ip J, Klifev A, Huynh S, Smith W, Mitchell P. *Outdoor Activity Reduces the Prevalence of Myopia in Children.* Journal of the AAO Volume 115, Issue 8, Pages 1279–1285, August 2008
6. Guggenheim JA¹, Hill C, Yam TF. *Myopia, genetics, and ambient lighting at night in a UK sample.* Br J Ophthalmol. 2003 May;87(5):580-2
7. Fredrick, Douglas R *"Myopia,clinical review"* BMJ 2002;324:1195–9
8. Grosvenor T. *A review and a suggested classification system for myopia on the basis of age-related prevalence and age of onset.* Am J Optom Physiol Opt 1987; 64:545-54.
9. Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T. *Distribution of refractive errors in Spain.* Doc Ophthalmol. 2000;101:25-33.
10. Jorge J, Gonzalez-Méjiome JM, Villa C *"Contact lenses and myopia progression"* Revista española de contactología, Tomo XIII; pag 17-32, 2006
11. Saw SM, Gazzard G, Shih-Yen EC, Chua WH: *Myopia and associated pathological complications.* Ophthalmic Physiol Opt 2005; 25: 381-391
12. Jorge J. *Importancia de la refracción periférica en la miopía* Professional Academy 2011 CibaVision 15-4-11
13. Siegwart JT Jr, Norton TT. *The susceptible period for deprivation-induced myopia in tree shrew.* Vision Res 1998;38:3505-15
14. Siegwart Jr., J.T., Norton, T.T., 2010. *Binocular lens treatment in tree shrews: effect of age and comparison of plus lens wear with recovery from minus lens-induced myopia.* Exp. Eye Res. 91, 660e669
15. Howlett MH¹, McFadden SA. *Spectacle lens compensation in the pigmented guinea pig.* Vision Res. 2009 Jan;49(2):219-27. doi: 10.1016/j.visres.2008.10.008.

16. Smith III, E.L., Hung, L.-F., Huang, J., Blasdel, T., Humbird, T., Bockhorst, K., 2010. *Effects of optical defocus on refractive development in monkeys: evidence for local, regionally selective mechanisms*. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 51, 3864e3873
17. Wallman, J., Gottlieb, M.D., Rajaram, V., Fugate-Wentzek, L., 1987. *Local retinal regions control local eye growth and myopia*. Science 237, 73e77.
18. Liu, Y., Wildsoet, C.F., 2011. *The effect of 2-zone concentric bifocal spectacle lenses on refractive error development and eye growth in young chicks*. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 52, 1078e1086.
19. Liu, Y., Wildsoet, C.F., 2012. *The effective add inherent in 2-zone negative lenses inhibits eye growth in myopic young chicks*. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 53, 5085e5093
20. Villarreal MG, Ohlsson J, Abrahamsson M, Sjoström A, Sjöstrand J. *Myopisation: The refractive tendency in teenagers. Prevalence of myopia among young teenagers in Sweden*. Acta Ophthalmol. Scand. 2000; 78: 177-181
21. Drexler W, Findl O, Schmetterer L, Hitzenberger CK, Fercher AF: *Eye elongation during accommodation in humans: differences between emmetropes and myopes*. Invest Ophthalmol Vis Sci 1998; 39: 2140-2147
22. Mutti DO, Mitchell GL, Hayes JR, Jones LA, Moeschberger ML, Cotter SA, Kleinstei RN, Manny RE, Twelker JD, Zadnik K: *Accommodative lag before and after the onset of myopia*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2006; 47: 837-846.
23. Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL. *Peripheral refraction along the horizontal and vertical visual fields in myopia*. Vision Res 2006; 46: 1458.
24. Atchison DA, Pritchard N, Schmid KL, Scott DH, Jones CE, Pope JM: *Shape of the retinal surface in emmetropia and myopia*. Invest Ophthalmol Vis Sci 2005; 46: 2698-2707
25. Adler, D., Millodot, M., 2006. *The possible effect of undercorrection on myopic progression in children*. Clin. Exp. Optom. 89, 315e321.
26. Cheng D, Schmid K.L, Woo G.C, Drobe B., " *Effect of Bifocal and Prismatic Bifocal spectacles on Myopia Progression in Children* " JAMA Ophthalmol. doi:10.1001/jamaophthalmol.2013.7623
27. Hyman L, Gwiazda J, Marsh-Tootle WL, Norton TT, Hussein M; *The Correction of Myopia Evaluation Trial (COMET): design and general baseline characteristics*. Control Clin Trials. 22 Oct 2001 (5):573-92.
28. Tong L, Huang XL, Koh AL, Zhang X, Tan DT, Chua WH. " *Atropine for the treatment of childhood myopia: effect on Myopia progression after cessation of atropine* " Ophthalmology. 2009 Mar;116(3):572-9. doi: 10.1016/j.ophtha.2008.10.020. Epub 2009 Jan 22.
29. Siatkowski RM, Cotter S, Miller JM, Scher CA, Crockett RS, Novack GD; US Pirenzepine Study Group. " *Safety and efficacy of 2% pirenzepine ophthalmic gel in children with myopia: a 1 year, multicenter, double-masked, placebo-controlled parallel study*." Arch Ophthalmol. Nov 2004; 122(11):1667-74.
30. Tan, D.T., Lam, D.S., Chua, W.H. et al. *One-year multicenter, double-masked, placebo-controlled, parallel safety and efficacy study of 2% pirenzepine ophthalmic gel in children with myopia*. Ophthalmology. 2005; 112: 84–91
31. Sankaridurg P, Donovan L, Varnas S, Ho A, Chen X, Martinez A, Fisher S, Lin Z, Earl L, Smith III E, Ge J, and Holden B. " *Spectacle lenses designed to reduce progression of myopia: 12 month results* " OPTOMETRY AND VISION SCIENCE 1040-5488/10/8709-0631/0 VOL. 87, NO. 9, PP. 631–641; 2010

32. Ho A., Smith III E.L., Sankaridurg P., Holden B. A., *Method and apparatus for controlling peripheral image position for reducing progression of myopia*. N° patente: US 7.665.842 B2. 24 feb 2010
33. David A. Berntsen , Christopher D. Barr, Donald O. Mutti , y Karla Zadnik."Peripheral defocus and myopia progression in myopic children randomly assigned to wear single vision and pregressive addition lenses" Invest Ophthalmol Vis Sci. Agosto 2013; 54(8): 5761–5770.
34. Berntsen DA¹, Kramer CE. *Peripheral defocus with spherical and multifocal soft contact lenses*. Optom Vis Sci. Nov 2013 ;90(11):1215-24
35. Jie Shen, MD, PhD, Christopher A. Clark, OD, P. Sarita Soni, OD, MS, FAAO, and Larry N. Thibos, PhD, FAAO "Peripheral refraction with and without contact lens correction" Optom Vis Sci, 11 Dic 2011
36. Smith E. L., Greeman N., Ho A., Holden B. A. *Methods and apparatuses for altering relative curvature of field and positions of peripheral, off - axis focal position*. N° patente: US 7.025.460 B2; 11 abril 2006
37. Anstice NS, Philips JR *Effect of dual - focus soft contact lens wear on axial myopia progression in children*. Ophthalmology. Jun 2011; 118(6):1152-61. doi: 10.1016/j.
38. Villa Collar C. Efficacy and safety of MiSight Contact Lenses in reducing the progression of childhood Myopia. Fecha Inicio: Septiembre 2013. Fecha Estimada de Finalización: Mayo 2017
39. Patricia Gonzalez Rodriguez, *¿Que es la ortoqueratologia?* Artículo en web clinica rementeria.<http://www.cirugiaocular.com/index.php/lavision/cornea/ortoqueratologia.html>
40. Kang P, Swarbrick HA. "Time course of the effects of orthokeratology on peripheral refraction and corneal topography". Ophthalmic Physiol Opt. 2013 May;33(3):277-82. doi: 10.1111/opo.12027.
41. "Human eye". *Handbook of Optical Systems: Vol. 4 Survey of Optical Instruments*. Edited by Herbert Gross, Copyright WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim. ISBN: 978-3-527-40380-6 (2008).